



Attorney Docket No.: 2527-1008

PATENT

IN THE U.S. PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant: AMALDI et al. Conf. No.: 1179
Appl. No.: 10/602,060 Group: 2821
Filed: June 24, 2003
For: LINAC FOR ION BEAM ACCELERATION

L E T T E R

Assistant Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

Date: September 25, 2003

Sir:

Under the provisions of 35 U.S.C. § 119 and 37 C.F.R. § 1.55(a), the applicant(s) hereby claim(s) the right of priority based on the following application(s):

<u>Country</u>	<u>Application No.</u>	<u>Filed</u>
ITALY	MI2002 A 002608	December 9, 2002

A certified copy of the above-noted application(s) is(are) attached hereto.

If necessary, the Commissioner is hereby authorized in this, concurrent, and future replies, to charge payment or credit any overpayment to Deposit Account No. 25-0120 for any additional fee required under 37 C.F.R. §§ 1.16 or 1.17; particularly, extension of time fees.

Respectfully submitted,

YOUNG & THOMPSON

By Benoît Castel
Benoît Castel, #35,041

BC/psf

745 South 23rd Street, Suite 200
Arlington, Virginia 22202
(703) 521-2297

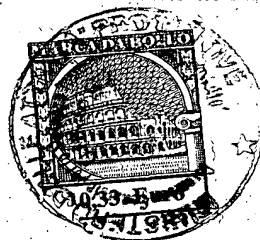
Attachment



Ministero delle Attività Produttive
Direzione Generale per lo Sviluppo Produttivo e la Competitività
Ufficio Italiano Brevetti e Marchi
Ufficio G2

Autenticazione di copia di documenti relativi alla domanda di brevetto per: **Invenzione Industriale**

N. **MI2002 A 002608**



*Si dichiara che l'unita copia è conforme ai documenti originali
depositati con la domanda di brevetto sopraspecificata, i cui dati
risultano dall'accluso processo verbale di deposito.*

4 LUG. 2003

Roma, li

IL DIRIGENTE

Dr. Paolo GALLOPPO

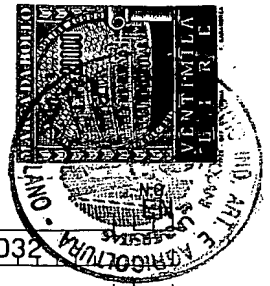
Paolo Galloppo

AL MINISTERO DELLE ATTIVITÀ PRODUTTIVE

UFFICIO ITALIANO BREVETTI E MARCHI - ROMA

DOMANDA DI BREVETTO PER INVENZIONE INDUSTRIALE, DEPOSITO RISERVE, ANTICIPATA ACCESSIBILITÀ AL PUBBLICO

MODULO A



A. RICHIEDENTE (I)

1) Denominazione Fondazione per Adroterapia Oncologica - TERA
 Residenza Novara (NO) codice 94016310032
 2) Denominazione _____
 Residenza _____ codice _____

B. RAPPRESENTANTE DEL RICHIEDENTE PRESSO L'U.I.B.M.

cognome nome ZANELLA Irene cod. fiscale _____
 denominazione studio di appartenenza Zanella & Associati Srl
 via Leonardo da Vinci n. 12 città Lomazzo cap 22074 (prov) CO

C. DOMICILIO ELETTIVO destinatario

via c/o mandatario n. _____ città _____ cap _____ (prov) _____

D. TITOLO

classe proposta (sez/cl/sci) _____ gruppo/sottogruppo _____

"Linac a tubi di deriva per l'accelerazione di un fascio di ioni"

ANTICIPATA ACCESSIBILITÀ AL PUBBLICO:

SI ☐NO ☒

SE ISTANZA: DATA _____

N° PROTOCOLLO _____

E. INVENTORI DESIGNATI

cognome nome

cognome nome

1) AMALDI Ugo 3) ZENNARO Riccardo
 2) CRESCENTI Massimo 4) _____

F. PRIORITÀ

nazione o organizzazione _____ tipo di priorità _____ numero di domanda _____ data di deposito _____ allegato S/R _____
 1) _____
 2) _____

SCIOGLIMENTO RISERVE

Data _____ N° Protocollo _____

G. CENTRO ABILITATO DI RACCOLTA CULTURE DI MICRORGANISMI. denominazione

H. ANNOTAZIONI SPECIALI

DOCUMENTAZIONE ALLEGATA

N. es.

Doc. 1) 2 PROV n. pag. 32 riassunto con disegno principale, descrizione e rivendicazioni (obbligatorio 1 esemplare) _____
 Doc. 2) 2 PROV n. tav. 06 disegno (obbligatorio se citato in descrizione, 1 esemplare) _____
 Doc. 3) 1 RIS lettera d'incarico, procura o riferimento procura generale _____
 Doc. 4) 10 RIS designazione inventore _____
 Doc. 5) 10 RIS documenti di priorità con traduzione in italiano _____
 Doc. 6) 10 RIS autorizzazione o atto di cessione _____
 Doc. 7) 10 nominativo completo del richiedente _____

SCIOGLIMENTO RISERVE

Data _____ N° Protocollo _____

confronta singole priorità

8) attestati di versamento, totale Euro duecentoventidue/08

obbligatorio

COMPILATO IL 09/12/2002

FIRMA DEL(I) RICHIEDENTE(I)

Zanella & Associati SrlCONTINUA SI/NO NOIreneo ZanellaDEL PRESENTE ATTO SI RICHIEDE COPIA AUTENTICA SI/NO SICAMERA DI COMMERCIO IND. ART. E AGR. DI MILANO

MILANO

15
codice 15

VERBALE DI DEPOSITO

NUMERO DI DOMANDA

MI2002A 002608

Reg. A.

DUEMILADUENOVEDICEMBRE

L'anno _____, il giorno _____, del mese di _____

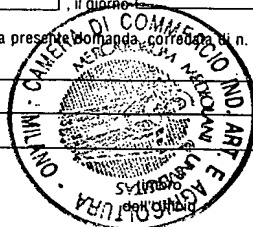
il(i) richiedente(i) sopraindicato(i) ha(hanno) presentato a me sottoscritto la presente domanda, corredata di n. _____

00

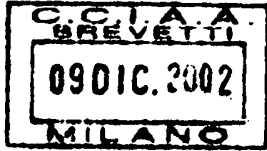
_____ fogli aggiuntivi per la concessione del brevetto sopraportato.

I. ANNOTAZIONI VARIE DELL'UFFICIALE ROGANTE _____

IL DEPOSITANTE



L'UFFICIALE ROGANTE



MI 2002A 002608

(1-219)

Descrizione dell'invenzione industriale avente titolo:

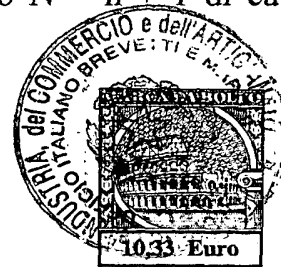
“Linac a tubi di deriva per l'accelerazione di un fascio di ioni”

A nome della Fondazione per Adroterapia Oncologica - TERA, con sede a Novara (NO) ed elettivamente domiciliata presso un mandatario dello Studio Zanella & Associati S.r.l., Via Cusani 8, Milano

Inventori: Ugo AMALDI, Massimo CRESCENTI, Riccardo ZENNARO

Riassunto del trovato

Viene proposto un linac (4) a tubi di deriva (15) per l'accelerazione di un fascio di ioni a bassa energia che entra nel linac (4) ed i cui pacchetti di particelle vengono accelerati in linea retta in una pluralità di cavità risonanti acceleranti (8) e strutture di accoppiamento (9) interposte e mantenuti focalizzati fino al raggiungimento dell'energia richiesta, ad esempio per uso terapeutico. Nelle cavità acceleranti (8), eccitate da un campo elettromagnetico stazionario di tipo H, è prevista una pluralità di intervalli acceleranti (20) tra detti tubi di deriva (15), i quali sono sostenuti da elementi di supporto, ad esempio alternativamente orizzontali (16) e verticali (17). E' previsto un modulo base (7) formato da due cavità acceleranti (8) ed una struttura di accoppiamento (9) interposta, la quale è collegata con un generatore di potenza RF (11) ed in comunicazione con un sistema da vuoto (13) e può alloggiare uno o più quadrupoli (18), il quale modulo di base (7) è ampliabile a formare moduli (7A) presentanti un numero n dispari di strutture di accoppiamento (9) che possono alloggiare uno o più quadrupoli (18) ed un numero $N = n + 1$ di cavità acceleranti (8).



Il linac (4) proposto contiene uno o più moduli (7, 7A) e consente di ottenere un elevato gradiente accelerante ed una struttura molto compatta che può essere installata in ospedali. (Figura 1)

Descrizione del trovato

Campo dell'invenzione

La presente invenzione riguarda un linac, o acceleratore lineare, a tubi di deriva per l'accelerazione di un fascio di ioni secondo il preambolo della rivendicazione 1. L'invenzione si riferisce inoltre ad un sistema contenente un tale linac e ad un procedimento di accelerazione di un fascio di ioni secondo i preamboli delle rivendicazioni 8 e 11. L'invenzione si riferisce inoltre ai campi di impiego del linac proposto.

Sfondo dell'invenzione

Come noto, gli acceleratori sono utilizzati per l'accelerazione di ioni (protoni e ioni più pesanti) fino a velocità molto elevate. Ad alta velocità, un grande numero di queste particelle formano un cosiddetto "fascio", e tale fascio può essere utilizzato per diversi scopi, ad esempio per la ricerca, per applicazioni mediche, industriali, e così via. I primi acceleratori di particelle avevano costi e dimensioni così rilevanti da limitarne in pratica l'impiego unicamente nei laboratori di ricerca. Ancora oggi, gli acceleratori esistenti non sono spesso praticamente utilizzabili per molte applicazioni che implicino l'uso degli ioni.

Gli acceleratori noti possono essere suddivisi in ciclotroni, linac e sincrotroni.

Se vengono richiesti fasci di ioni aventi un grande rapporto massa/carica e/o per un intervallo di velocità fino a 0.6 volte la velocità della luce, i

ciclotroni di tipo convenzionale risultano meno adatti. Una maggiore compattezza, la modularità, una minore complessità e, di riflesso, un costo inferiore rappresentano i vantaggi dei linac rispetto ai sincrotroni.

La tecnologia dei linac a radiofrequenza (RF) è correntemente usata per l'accelerazione di ioni fino all'energia desiderata. Per gli ioni l'intervallo di energie coperto dai linac parte da alcune decine di kilo-elettronvolt per nucleone (keV/u) e arriva alle centinaia di milioni di elettronvolt per nucleone (MeV/u), il che corrisponde ad un intervallo di velocità che parte da circa 0.05 fino a circa 0.8 volte la velocità della luce. Molti tipi di linac sono stati sviluppati in modo da essere molto efficienti in un particolare, ridotto intervallo di energie. Se l'intervallo di energie da coprire è molto grande, diverse strutture, ciascuna funzionante alla frequenza che ne ottimizza l'efficienza, sono poste in serie, con conseguente aumento della complessità e del dispendio costruttivo ed economico dell'intero sistema.

Nei linac tutte le conformazioni consistono generalmente di cavità acceleranti metalliche di tipo cilindrico evacuate, oppure di linee di trasmissione. Queste strutture sono riempite di energia elettromagnetica tramite generatori RF. Il fascio si muove lungo l'asse longitudinale del cilindro e incontra potenti campi elettrici a radiofrequenza capaci di accelerare le particelle cariche, a condizione che la fase dell'onda sia appropriatamente sincronizzata con l'arrivo del fascio di particelle che si presenta a pacchetti.

Sinora sono stati utilizzati due tipi di strutture, ovvero strutture ad onda viaggiante e strutture ad onda stazionaria.

Nelle strutture ad onda viaggiante, l'acceleratore è una linea di trasmissione, e si comporta come una guida d'onda nella quale le onde elettromagnetiche viaggiano lungo l'intera lunghezza della struttura. Una parte della potenza viene rilasciata al fascio, una parte è perduta a causa delle perdite ohmiche ed il resto è rilasciato ad un carico adattato.

Nelle strutture ad onda stazionaria, l'acceleratore è formato da un'unica cavità risonante, all'interno della quale le onde elettromagnetiche iniettate stabiliscono una configurazione di campo dipendente dal tempo, che si ripete ad una frequenza che è quella di risonanza.

E' noto che un parametro comunemente impiegato in questo campo è $\beta = v / c$, in cui v è la velocità delle particelle e c è la velocità della luce.

I linac ad onda stazionaria sono usati soprattutto per una velocità delle particelle minore della metà della velocità della luce (detti linac a basso β).

Sia i linac ad onda stazionaria che quelli ad onda viaggiante sono usati per velocità più elevate, (detti linac a medio β), con una tendenza attualmente a favore del primo tipo. Per $v \approx c$ predominano i linac ad onda viaggiante.

E' parimenti noto che nella terapia dei tumori profondi con fasci di ioni leggeri si richiede $\beta \leq 0.6$, ovvero si è nel campo dei linac ad onda stazionaria.

E' noto inoltre che :

- nel campo delle basse velocità ($0.01 \leq \beta \leq 0.1$), la struttura linac ad onde stazionarie più comunemente impiegata è il Quadrupolo a Radio Frequenza (RFQ: Radio Frequency Quadrupole),
- nel campo delle medie velocità ($0.1 \leq \beta \leq 0.4$), la struttura più utilizzata è il linac a tubi di deriva (DTL: Drift Tube Linac),

- la struttura linac a cavità accoppiate (CCL: Coupled Cavity Linac) è la struttura ad onde stazionarie più usata per le alte velocità ($0.4 \leq \beta \leq 1$).

Si osserva che nei linac ad onda stazionaria i campi elettrici alternati sono applicati, all'interno di cavità risonanti evacuate, ad una serie allineata di elettrodi. Lo spazio fra gli elettrodi è scelto in maniera tale che solo il campo avente una fase appropriata rispetto all'arrivo del fascio rilascia una potenza "utile" alle particelle. Per il resto del tempo, il campo è schermato e non interagisce con il fascio che si presenta in pacchetti. La distanza fra due elettrodi successivi tiene conto inoltre dell'aumento della velocità delle particelle, e pertanto la struttura è più lunga per fasci di velocità più elevata.

I campi elettrici alternati in queste cavità risultano dall'eccitazione dei modi elettromagnetici stazionari di risonanza di queste cavità. Generalmente, la distribuzione di campo è contenuta in un volume cilindrico. In una scatola cilindrica possono esistere due tipi diversi di famiglie di onde stazionarie risonanti detti modi:

- i modi a campo magnetico trasverso (TM), detti anche modi E, in cui c'è una forte componente del campo elettrico lungo la direzione del fascio (in altre parole il campo magnetico è trasverso alla direzione del fascio),
- i modi a campo elettrico trasverso (TE), detti anche modi H, in cui c'è una forte componente del campo magnetico lungo la direzione del fascio (in altre parole il campo elettrico è trasverso alla direzione del fascio). In questa seconda famiglia l'inserzione degli elettrodi modifica la configurazione di campo di base appena descritta, in modo che una forte



componente del campo elettrico è sempre diretta lungo la direzione del fascio, ovvero dove essa è utile.

Agli esperti del ramo è noto che l'esperienza nella realizzazione di cavità con entrambi i tipi di configurazioni di onde stazionarie ha portato a due differenti modi di usare i modi E ed i modi H.

Nelle famiglie di modi E, l'inserzione degli elettrodi sostanzialmente non altera la direzione del campo accelerante, che è già lungo la direzione del fascio.

Al contrario, nelle famiglie di modi H l'inserzione degli elettrodi riorienta drasticamente il campo accelerante lungo l'asse del fascio.

Ne risulta che, nelle cavità funzionanti nei modi H il campo elettrico è maggiormente concentrato vicino all'asse del fascio, dove è effettivamente necessario per l'accelerazione del fascio di ioni. Le strutture di tipo H risultano pertanto più efficienti.

Si osserva inoltre che un parametro per misurare l'efficienza della cavità rispetto al consumo di potenza è la cosiddetta "impedenza parallela" (shunt impedance) per unità di lunghezza. Questo parametro ha le dimensioni di una resistenza ed è indipendente dal livello del campo e dalla velocità della particella. In pratica ciò che è confrontato fra le diverse strutture è la shunt impedance per unità di lunghezza "effettiva", che prende anche in considerazione il fatto che una particella che attraversa un intervallo accelerante ha una velocità finita.

In generale, le cavità funzionanti secondo i modi H presentano una shunt impedance per unità di lunghezza relativamente elevata, che decresce all'aumentare della velocità delle particelle, mentre le cavità che

funzionano nei modi E hanno un comportamento opposto. Pertanto le cavità funzionanti nei modi H sono più efficienti a bassa velocità, mentre quelle funzionanti nei modi E sono migliori ad alta velocità, e solitamente si considerano equivalenti nell'intorno di $\beta \approx 0.4$.

Si osserva infine che le dimensioni longitudinali della struttura accelerante sono legate alla lunghezza percorsa dalle particelle in un periodo RF, detta anche 'lunghezza d'onda della particella' o anche $\beta\lambda$, dove λ è la lunghezza d'onda RF. Un'accelerazione efficiente avviene quando le particelle arrivano in ciascun intervallo accelerante con la fase RF opportuna.

In un linac a radio frequenza sono possibili due modi di funzionamento: modo zero e modo π (pi-greco). Considerando il campo RF in un istante particolare, nel modo zero il campo accelerante ha lo stesso modulo e verso in ciascun intervallo accelerante, mentre nel modo π il campo elettrico cambia verso da un intervallo accelerante al successivo.

Come noto, la tendenza attuale è favorevole al modo π , poichè per uno stesso $\lambda\beta$, il gradiente medio effettivo è più elevato.

Una descrizione più dettagliata dello stato dell'arte in questo campo è rilevabile dalle pubblicazioni indicate, in ordine cronologico di pubblicazione, nella bibliografia al termine di questa descrizione.

Sebbene, come illustrato più sopra, siano noti diversi tipi di acceleratori per l'accelerazione sia di fasci di protoni sia di fasci di ioni con caratteristiche strutturali e funzionali diverse, è ben nota

- in radioterapia, la richiesta di fasci sottili, estremamente precisi, di intensità molto bassa, di energia limitata e con piccola dispersione in

energia, fornibili preferibilmente da strutture di limitato ingombro, per poter essere installate sulle limitate superfici solitamente disponibili in ambiente ospedaliero, e

- nella ricerca, la richiesta di correnti forti, nonché della più alta energia possibile, per eseguire i più svariati esperimenti, ad esempio per applicazioni alla fissione o fusione, e così via.

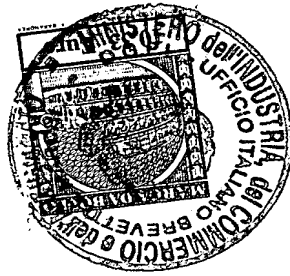
Esposizione dell'invenzione

Lo scopo principale della presente invenzione è pertanto quello di fornire un nuovo acceleratore di fasci di ioni, un sistema contenente un tale nuovo acceleratore ed un procedimento di accelerazione del fascio di ioni in grado di soddisfare le richieste menzionate più sopra.

Un altro scopo della presente invenzione è quello di utilizzare in parte componenti esistenti, tuttavia con nuove modalità funzionali singole ed interagenti in modo da ottenere risultati nuovi, inaspettati e sorprendenti, consententi, tra l'altro, una effettiva sensibile riduzione delle dimensioni dell'acceleratore e quindi una sua installazione in cliniche ed ospedali.

Ancora uno scopo della presente invenzione va visto nel fatto che la modularità proposta consente, da un lato, di fornire al fascio di ioni l'energia di volta in volta prevista e, dall'altro lato, di ridurre il numero di componenti altrimenti necessario, la qual cosa oltre ad un'ulteriore riduzione dell'ingombro dell'acceleratore ne riduce il dispendio costruttivo e costi.

Un ulteriore scopo consiste nel fatto che viene fornita un'elevata stabilità in frequenza indipendentemente dalla frequenza e dalla lunghezza dell'acceleratore.



Ancora uno scopo consiste nel fatto che con gli acceleratori secondo l'invenzione si ottiene una crescita del guadagno di energia per metro dell'acceleratore e, di riflesso, a parità di potenza, una sensibile riduzione della lunghezza dell'acceleratore.

Un altro scopo va visto nel fatto che con gli acceleratori secondo l'invenzione si consegue una riduzione del consumo di potenza elettrica, riducendo così i costi di utilizzo dell'acceleratore, ovvero della struttura o sistema incorporante lo stesso.

Ancora uno scopo della presente invenzione è quello, mantenendo un limitato ingombro, di poter ampliare l'intervallo di velocità sino ad almeno $\beta \sim 0.6$, la qual cosa nelle applicazioni mediche consente la terapia anche di tumori profondi.

Ancora un vantaggio della presente invenzione va visto nel fatto che con il linac proposto è anche possibile attuare un funzionamento a basse frequenze, ad esempio nell'intervallo da ca. 100 MHz fino ad esempio a 0.8 GHz per la generazione di alte correnti per scopi di ricerca o applicativi.

Questi ed altri scopi e vantaggi sono ottenuti con un linac a tubi di deriva, un sistema contenente un tale linac ed un procedimento di accelerazione di un fascio di ioni che presentano le caratteristiche delle rivendicazioni 1, 8 e 11 rispettivamente.

Breve descrizione dei disegni

Ulteriori caratteristiche, vantaggi e dettagli di un linac secondo la presente invenzione, di un sistema contenente un tale linac, nonché di un procedimento di accelerazione secondo l'invenzione risulteranno

ulteriormente dalla descrizione seguente in unione ai disegni allegati, nei quali viene illustrata schematicamente una forma di esecuzione dell'invenzione, fornita a titolo esemplificativo e nei quali mostrano, in scale diverse:

la Fig. 1 un diagramma a blocchi di un completo sistema comprendente un linac secondo l'invenzione,

la Fig. 2 tre schemi a blocchi di rispettivamente un modulo base del CLUSTER secondo l'invenzione con $n = 1$, nonché due moduli ampliati rispettivamente con $n = 3$ e con $n = 5$, laddove n indica il numero dispari di strutture di accoppiamento comprese nel modulo,

la Fig. 3 una vista in prospettiva sezionata longitudinalmente di un quarto della struttura fondamentale illustrante la vista interna di due strutture acceleranti, delle loro terminazioni, e di una struttura di accoppiamento, formanti parte di un modulo di base o di un modulo ampliato,

la Fig. 4 una sezione longitudinale orizzontale parziale di un modulo base o di un modulo ampliato, con una struttura di accoppiamento al centro e due strutture acceleranti ai lati,

la Fig. 5 una sezione longitudinale verticale parziale di un modulo base o di un modulo ampliato, con una struttura di accoppiamento al centro e due strutture acceleranti ai lati,

la Fig. 6 una sezione longitudinale di un modulo base o di un modulo ampliato, con una struttura di accoppiamento al centro e due strutture acceleranti ai lati, in una sezione a 45° ,

la Fig. 7 e la Fig. 8 rispettivamente la sezione VII-VII e la sezione VIII-VIII della Fig. 4, laddove dette sezioni sono prese al centro dei supporti ed in esse è indicata la direzione e il verso del campo H_z ,
la Fig. 9 e la Fig. 10 rispettivamente la sezione IX-IX e la sezione X-X della Fig. 4.

Descrizione dettagliata della forma di esecuzione preferita

Nelle diverse figure parti uguali presentano uguali indici di riferimento. Si sono illustrate solamente le parti necessarie per la comprensione dell'invenzione. Nella descrizione strutturale, funzionale e di procedimento seguente si fa dapprima riferimento alla Fig. 1 che illustra uno schema a blocchi di un sistema o complesso completo K che comprende un linac realizzato secondo gli insegnamenti della presente invenzione ed indicato nel suo insieme con 4.

Una sorgente di ioni convenzionale 1 inietta un fascio di ioni collimato in un "iniettore" convenzionale 2, ad esempio un acceleratore elettrostatico, un piccolo ciclotrone, un RFQ, ecc. La direzione del flusso di ioni è indicata dalla freccia F. Il fascio così pre-accelerato è quindi iniettato in una linea 3 di trasporto di fascio a bassa energia (LEBT), parimenti nota, che focalizza e conduce il fascio fino all'entrata dell'acceleratore o linac 4 secondo l'invenzione, che è del tipo a tubi di deriva (DTL: Drift Tube Linac) è fatto funzionare, ad esempio per l'impiego nelle terapie dei tumori, ad alta frequenza, è formato da uno o più moduli base 7 e/o uno o più moduli ampliati 7A, descritti in dettaglio nel seguito, e viene denominato CLUSTER (Coupled-cavity Linac Using Transverse Electric Radial fields). Come menzionato più sopra, le cavità risonanti acceleranti

8 sono eccitate, secondo l'invenzione, in una configurazione ad onde stazionarie di tipo H con elevata frequenza di lavoro, ad esempio per l'impiego nelle terapie dei tumori. Come illustrato e descritto più dettagliatamente dal seguito, più cavità acceleranti 8 sono allineate e accoppiate assieme in maniera modulare, fino ad ottenere l'energia di erogazione richiesta dal CLUSTER 4 per l'utilizzo previsto del fascio di ioni. Detta energia di uscita del fascio può essere modulata variando la potenza RF di entrata mentre l'intensità del fascio di uscita può essere modulata variando i parametri e la dinamica del fascio di ioni iniettato.

Si osserva che le cavità di tipo H convenzionali sono correntemente usate per l'accelerazione di fasci di ioni aventi bassa velocità, alte correnti ed un elevato rapporto massa/carica. In simili applicazioni le dimensioni trasverse del fascio sono piuttosto grandi (alcune decine di mm) per cui anche il foro di passaggio per il fascio deve essere corrispondentemente grande almeno alcune decine di mm, e ciò perché viene accettato normalmente almeno un fattore $2/3$ fra diametro del fascio e diametro del foro. Di conseguenza le cavità formate e funzionanti secondo i concetti noti sono limitate ad un intervallo di basse frequenze, **ovvero** da un minimo di qualche MHz (con cavità aventi un diametro dell'ordine di 1 metro) fino ad un massimo di qualche centinaio di MHz (con cavità aventi un diametro dell'ordine di ca. 0.3 m). Nelle applicazioni mediche, di contro, considerati i fasci richiesti di piccola intensità di corrente, sono sufficienti fori più piccoli, dell'ordine di alcuni mm.

Nel CLUSTER 4 secondo l'invenzione, allo scopo, tra l'altro, di ottenere delle strutture il più possibile piccole per una loro facile installazione in

ospedali, anziché utilizzare frequenze medio-basse come abituale nei linac noti, viene proposto l'impiego di frequenze di funzionamento elevate, dell'ordine, ad esempio, da circa 0.5 GHz a parecchi GHz, ad esempio sino a 6-7GHz ed oltre. L'attuale progresso tecnologico nella metallurgia e nelle lavorazioni meccaniche consente la produzione di tali piccole strutture con una precisione sufficiente.

Si osserva inoltre che la stabilità in frequenza decresce al crescere della frequenza e della lunghezza. Questo rappresenta un limite severo allo sviluppo di lunghe strutture di acceleratori di tipo convenzionale. Secondo la presente invenzione si supera questa difficoltà creando una sequenza di cavità acceleranti di lunghezza modesta accoppiate tra loro con una nuova modalità di accoppiamento, come illustrato e spiegato nel seguito. Con questo nuovo accoppiamento non solo si riesce a mantenere la stabilità, ma essa risulta addirittura rinforzata dall'accoppiamento.

Sistemi di cavità accoppiate sono stati invero proposti, ma nessuno di questi prevede l'utilizzo di strutture acceleranti di tipo H. Inoltre nella tecnica nota le strutture di tipo H sono utilizzate tipicamente per basse velocità e basse frequenze. Secondo l'invenzione invece si propone di utilizzare dette strutture di tipo H con frequenze di lavoro nettamente superiori, come indicato più sopra. E' infatti noto che più alta è la frequenza di funzionamento impiegata e più alto è il campo ottenibile, con conseguente crescita del guadagno di energia per metro e riduzione della lunghezza totale dell'acceleratore. Questo rappresenta un parametro molto critico, ad esempio nelle applicazioni mediche in cui il tentativo di ridurre



la lunghezza totale dell'acceleratore è legato al tentativo di ridurre costi e spazio di installazione.

Si osserva inoltre che il campo elettrico RF accelerante causa un effetto radialmente defocalizzante, particolarmente importante alle basse energie, che limita il campo massimo applicabile. Pertanto, un certo numero di azioni radialmente focalizzanti devono essere aggiunte, le quali conducono ad uno svantaggioso incremento della lunghezza globale dell'acceleratore.

Secondo l'invenzione la focalizzazione trasversa può essere ottenuta, come in principio di per sé noto, con l'impiego di quadrupoli magnetici, le cui dimensioni invero non scalano con la frequenza. A bassa frequenza la scelta convenzionale è l'inserzione dei quadrupoli all'interno delle cavità acceleranti, oppure la costruzione di cavità separate ed alternate con elementi focalizzanti.

Nel caso dell'impiego di alta frequenza, come proposto dalla presente invenzione, non esiste invece alcun spazio per inserire i quadrupoli nelle cavità acceleranti, ed inoltre non è praticamente conveniente alternare strutture acceleranti separate ed elementi focalizzanti.

Secondo la presente invenzione invece, come rilevabile dalle figure, in una forma di esecuzione preferita, i quadrupoli magnetici 18 possono essere alloggiati direttamente nelle strutture di accoppiamento 9. In tal modo le strutture di accoppiamento 9 assolvono contemporaneamente due funzioni, cioè la funzione di accoppiamento di due strutture acceleranti 8 e la funzione di alloggiamento dei quadrupoli magnetici 18 di focalizzazione trasversa del fascio di ioni.

Secondo la presente invenzione pertanto si propone una nuova concezione di struttura di accoppiamento 9 delle cavità acceleranti 8 tra loro, la quale struttura di accoppiamento 9 permette nello stesso tempo sia l'accoppiamento di cavità acceleranti 8 adiacenti sia l'alloggiamento dei quadrupoli 18, come indicato più sopra, ed inoltre anche l'inserzione della potenza RF e l'applicazione del sistema da vuoto 13, Fig. 2.

Si precisa qui che i quadrupoli potrebbero essere senz'altro anche sostituiti da altri componenti funzionalmente equivalenti ed essere disposti eventualmente anche fuori dalle strutture di accoppiamento 9, come pure in alcune forme di esecuzione i detti quadrupoli potrebbero anche essere omessi.

Con l'insegnamento della presente invenzione di utilizzare alte frequenze si ottiene vantaggiosamente anche una riduzione del consumo di potenza. Infatti, come regola generale, se la geometria dell'acceleratore viene scalata con la frequenza, la shunt impedance effettiva per unità di lunghezza cresce con la radice quadrata della frequenza.

Un ulteriore insegnamento dell'invenzione consiste nella combinazione dell'insegnamento precedente e l'utilizzo dei modi H, intrinsecamente più efficienti.

Facendo di nuovo riferimento ai disegni, secondo l'invenzione nel CLUSTER 4 proposto il fascio di ioni è contemporaneamente focalizzato longitudinalmente e accelerato da campi elettrici a radiofrequenza negli intervalli acceleranti 20 fino all'energia di progettazione per l'impiego previsto, ad esempio la terapia contro i tumori. La focalizzazione trasversale è fornita separatamente da campi magnetici. Il fascio uscente

dal CLUSTER è quindi convogliato in una linea 5 di trasporto di fascio ad alta energia (HEBT) che focalizza e conduce il suddetto fascio fino all'area o apparecchiatura di utilizzo 6 dove esso è utilizzato, ad esempio, per scopi medici.

Un modulo base 7 secondo l'invenzione è illustrato in Fig. 2 ed esso è formato da una struttura di accoppiamento 9 e da 2 strutture o cavità acceleranti 8 laterali, unite assieme e alimentate da un unico generatore a radiofrequenza (RF) 11 associato alla struttura di accoppiamento 9, laddove nell'esempio illustrato a detta struttura di accoppiamento 9 è associato anche il sistema da vuoto 13. L'applicazione del vuoto può essere prevista anche in qualsiasi altro punto del modulo 7. Detta struttura di accoppiamento 9 si comporta funzionalmente come un ponte per il passaggio della potenza RF tra le strutture o cavità acceleranti 8.

Secondo l'invenzione nell'esempio illustrato l'accoppiamento con il generatore di potenza 11 è fornito, come menzionato precedentemente, tramite la struttura di accoppiamento 9 stessa, che ha un diametro di circa il doppio di quello delle strutture acceleranti 8. L'accoppiamento secondo l'invenzione è quindi realizzabile meccanicamente in modo semplice ed esso permette vantaggiosamente di evitare qualsiasi distorsione del campo nelle strutture acceleranti 8.

Secondo l'invenzione, con il tipo di accoppiamento proposto viene creato, nella parte centrale della struttura di accoppiamento 9, lo spazio necessario per poter inserire uno o più quadrupoli 18 per la focalizzazione trasversale. Lo spazio richiesto per la struttura di accoppiamento 9 è quindi vantaggiosamente utilizzabile anche in modo ottimale per

l'esecuzione della focalizzazione trasversale del fascio, ottenendo in tal modo la massima compattezza del CLUSTER 4 nel suo insieme.

Secondo l'invenzione inoltre, per fornire un fascio di ioni con l'energia necessaria per l'impiego previsto, oltre ai moduli base 7 si prevedono moduli ampliati 7A, che sono formati da un modulo base 7 con associate ulteriori strutture di accoppiamento 9 ed ulteriori cavità acceleranti 8, come illustrato a titolo di esempio in Fig. 2, laddove il numero n di strutture di accoppiamento 9 sarà sempre un numero dispari mentre il numero N di cavità acceleranti sarà $N = n + 1$.

Pertanto, secondo la presente invenzione in una forma di esecuzione semplice un unico generatore RF 11 potrà alimentare un modulo 7 o 7A del CLUSTER 4 mentre prevedendo parecchi moduli 7 e/o 7A associati tra loro potranno essere previsti diversi generatori RF 11 singoli, ovvero con una singola uscita 11A, oppure uno o più generatori RF 11 con più uscite o uscite ramificate 11A, laddove con 11A vengono definite anche le entrate RF nelle strutture di accoppiamento 9 dei moduli 7, 7A previsti. Secondo l'invenzione ogni modulo ha una sola entrata RF 11 su una propria struttura di accoppiamento 9.

Per applicazioni mediche si è in grado di accelerare il fascio di ioni almeno fino a circa 4000 MeV (330 MeV/u), che è considerata al momento l'energia massima ottimale per la terapia dei tumori profondi.

In generale il numero di moduli base 7 e la composizione dei moduli ampliati 7A da utilizzare dipenderà anche dalla frequenza di lavoro, dalla massima potenza fornita dai generatori, dal campo elettrico richiesto, nonché dall'energia di iniezione del fascio pre-accel.



presente invenzione la configurazione modulare prescelta consente in ogni caso di minimizzare nel CLUSTER 4 il numero dei generatori di potenza RF 11 utilizzati e di ridurre così drasticamente il costo del CLUSTER 4 e, pertanto, dell'intero sistema K includente il CLUSTER 4 secondo l'invenzione.

Si osserva che le cavità dei moduli, ad esempio le tre cavità 8-9-8, o altra serie di cavità, accordate alla stessa frequenza di lavoro, sono accoppiate in modo tale da risuonare nel modo $\pi/2$, con la/le cavità di accoppiamento 9 nominalmente non eccitata/e, laddove tale configurazione contribuisce sensibilmente alla stabilità del sistema.

Una sezione tridimensionale parziale della configurazione prescelta è mostrata in Fig. 3. Dalla stessa sono rilevabili due mezze strutture acceleranti 8 ed una struttura di accoppiamento 9. È inoltre presentata una sezione bidimensionale di una struttura di accoppiamento 9 nel centro ed una parte ed una parte di due strutture acceleranti 8.

Dell'illustrazione tridimensionale di Fig. 3 sono inoltre mostrate tre sezioni longitudinali diverse, e più precisamente: una sezione orizzontale (Fig. 4), una sezione verticale (Fig. 5), e una sezione inclinata a 45° (Fig. 6).

Come rilevabile dalle figure, una serie di tubi di deriva 15, distribuiti lungo l'asse longitudinale del CLUSTER 4 è alloggiata nelle strutture acceleranti 8. Un numero m di supporti radiali sottili 16, 17, con $m \geq 1$, che si dipartono dalla parete interna delle cavità acceleranti 8, sostiene detti tubi di deriva 15. Il modo risonante di utilizzo delle cavità acceleranti 8 può essere classificato come modo H_{m10} . Nella configurazione

illustrata prescelta si ha $m = 2$ e i supporti 16, 17 sono alternativamente orizzontali 16 e verticali 17.

In altre configurazioni con $m > 2$ i supporti 16, 17 vicini saranno ruotati reciprocamente di π/m .

I modi H hanno il campo magnetico disposto longitudinalmente lungo la cavità, mentre il campo elettrico è radiale, ad eccezione dell'asse dove i tubi di deriva 15 introducono una distorsione del campo elettrico nella direzione del fascio F. Le Figg. 7 e 8 mostrano rispettivamente una sezione trasversale del sistema accelerante 8 secondo le linee VII-VII e VIII-VIII di Fig. 4 e mostrano in modo convenzionale la direzione del campo magnetico H.

Come noto, per una accelerazione efficiente il campo elettrico sull'asse di un acceleratore deve essere all'incirca costante lungo l'intera struttura. Questo non è però il caso per i modi H in una cavità perfettamente cilindrica perché il campo magnetico ha un massimo nel centro ed uno zero alle estremità della cavità e questo porta a zero il campo elettrico sull'asse alle estremità.

Diverse modifiche meccanico-strutturali sono state quindi apportate secondo l'invenzione alle estremità delle strutture acceleranti 8, ovvero alle terminazioni di accoppiamento 10 tra strutture acceleranti 8 e struttura di accoppiamento 9 interposta, in modo tale da ottenere qui un'estensione ottimale delle linee di campo magnetico, che permette di mantenere un valore sostanzialmente uguale del campo elettrico in ogni intervallo accelerante 20. Dette terminazioni 10 hanno inoltre la funzione di contribuire all'aggiustamento dell'accoppiamento tra strutture acceleranti

8 e la struttura di accoppiamento 9 stessa. Per ottenere il primo obiettivo, la lunghezza ed il raggio delle terminazioni 10 delle strutture acceleranti 8 sono aggiustati in modo tale da estendere le linee longitudinali del campo magnetico fino in prossimità dei piatti terminali della struttura accelerante 8 stessa. Il raggio della struttura di accoppiamento 9 è circa il doppio di quello della struttura accelerante 8 per cui le terminazioni cilindriche 10 assumono la conformazione di una camera anulare con raggio intermedio. Per raggiungere il secondo obiettivo si aggiustano principalmente lo spessore di detta camera anulare 10, ovvero lo spessore tra la struttura di accoppiamento 9 e le terminazioni cilindriche 10, come anche il numero, la forma e le dimensioni delle aperture di accoppiamento 14, Figg. 3, 4, 5 e 6.

Dette camere anulari 10 sono inferiormente aperte circonferenzialmente mentre superiormente sono aperte solo zonalmente in corrispondenza di aperture di accoppiamento 14, Figg. 6 e 9.

Tornando alle strutture acceleranti 8, le stesse possono essere descritte come un circuito oscillante che può essere visualizzato considerando per semplicità la parte capacitiva concentrata negli intervalli acceleranti 20, creati tra tubi di deriva 15 contrapposti, e la parte induttiva distribuita nel volume rimanente tra i supporti 16, 17 e la parete interna della cavità, Figg. 7 e 8. In un periodo RF il percorso della corrente RF da un tubo di deriva 15 a quello vicino, passa avanti e indietro attraverso un supporto orizzontale 16 ed i supporti verticali 17 vicini.

Il modo di lavoro dei sistemi o cavità acceleranti 8 è il modo π , questo significa che in un dato istante del ciclo RF il campo elettrico sull'asse

cambia di verso da un intervallo accelerante 20 al successivo. L'accelerazione effettiva è possibile ad ogni intervallo accelerante 20 perché la distanza tra detti intervalli acceleranti 20 è $\beta\lambda/2$.

La stabilità in frequenza è legata alla distanza tra il modo di lavoro ω_0 e la frequenza del modo più vicino a dipendenza longitudinale ω_1 (che si trova a frequenza maggiore di quella di lavoro). La dipendenza di ω_1 dal numero di intervalli acceleranti n_{gap} per struttura accelerante è descritta dalla formula:

$$\frac{\omega_1}{\omega_0} = \sqrt{1 + \frac{1}{n_{gap}^2}}$$

Dato che il rapporto ω_1/ω_0 non deve essere inferiore a qualche per mille, un massimo di 20 intervalli acceleranti 20 per ogni struttura accelerante 8 è stato scelto come accettabile.

Come già menzionato, un insegnamento fondamentale della presente invenzione consiste nell'impiego di una struttura di tipo H convenzionale (ovvero lavorante tipicamente con una frequenza di qualche centinaio di MHz secondo la tecnica nota), che viene fatta funzionare ad alte frequenze, come indicato più sopra per esempio per la terapia dei tumori profondi.

Si osserva inoltre che nelle cavità convenzionali di tipo H il diametro è compreso tra 0.3 ed 1 metri e la lunghezza può raggiungere alcuni metri. Il numero di intervalli acceleranti tra due lenti magnetiche successive è anch'esso di circa 20.



Secondo la presente invenzione invece, come rilevabile dalla Tabella 1 seguente, la lunghezza delle strutture acceleranti 8 non supera i 350 mm (utilizzando valori di energia dell'ordine di ca. 1 GHz) ed il diametro non è più largo di circa 100 mm. Siccome la lunghezza degli intervalli acceleranti 20 decresce linearmente con la frequenza, mentre il campo massimo che può essere applicato (in accordo con il criterio stabilito sperimentalmente da Kilpatrick nel 1953) cresce all'incirca solo con la radice quadrata della frequenza, la lunghezza della struttura necessaria per ottenere un certo guadagno di energia decresce con la radice quadrata della frequenza, tuttavia è richiesto un numero maggiore di intervalli acceleranti.

Dato che il numero massimo di intervalli acceleranti 20 in una cavità accelerante 8 è di 20, il numero di strutture acceleranti 8 da alimentare è superiore che in un acceleratore convenzionale.

Inoltre, un accoppiamento diretto di una linea di potenza con una struttura dal diametro così ridotto sarebbe in ogni caso estremamente difficile da realizzare, dato che sarebbe impossibile evitare distorsioni del campo elettrico accelerante. Le ridotte dimensioni trasversali impediscono inoltre l'inserzione di lenti magnetiche nella struttura così come si fa nelle cavità convenzionali a bassa frequenza.

Come illustrato più sopra, questi problemi vengono risolti efficacemente dalla presente invenzione con la conformazione tecnico-strutturale del nuovo CLUSTER 4 con moduli base 7 e moduli ampliati 7A.

La Fig. 9 presenta una sezione trasversale della struttura di accoppiamento in corrispondenza delle menzionate aperture di accoppiamento 14, mentre

in Fig. 10 è presentata la sezione trasversale della struttura di accoppiamento 9 in corrispondenza di un quadrupolo magnetico 18. Come già menzionato, la struttura di accoppiamento 9 secondo l'invenzione in una forma di esecuzione preferita permette l'alloggiamento di un piccolo quadrupolo 18 e permette allo stesso tempo l'accoppiamento RF tra tutte le strutture acceleranti 8 dello stesso modulo 7.

Nella configurazione illustrata secondo l'invenzione, i quadrupoli magnetici 18, inseriti all'interno di ogni struttura di accoppiamento 9, permettono la focalizzazione trasversale del fascio nella configurazione ottica FODO. In pratica si possono utilizzare quadrupoli magnetici permanenti 18 di tipo commerciale di 30 mm di lunghezza e aventi un raggio di apertura di alcuni millimetri. Possono essere raggiunti gradienti magnetici di $dB/dx \approx 500 \text{ T/m}$.

In alternativa, per un CLUSTER 4 per impieghi diversi dalla terapia dei tumori, nei quali si può utilizzare una frequenza inferiore, ad esempio dell'ordine di ca. 0.6 GHz, possono essere utilizzati anche quadrupoli 18 non permanenti o altri componenti funzionalmente equivalenti.

La struttura di accoppiamento 9 secondo l'invenzione non accelera il fascio ed è un risonatore coassiale che oscilla in un modo TEM ad onda stazionaria. La sua lunghezza è tale da mantenere il sincronismo di accelerazione del fascio. L'accoppiamento con le strutture acceleranti 8 contigue è permesso da due o più aperture di accoppiamento 14, quattro nell'esempio illustrato, Fig.9.

La Tabella 1 seguente riassume 3 esempi di possibili moduli del CLUSTER 4 lavoranti alle diverse frequenze di: 1.5, 3.0 e 6.0 GHz. In questo esempio la particella accelerata è $^{12}\text{C}^{6+}$.

Tabella 1

Esempi di moduli di CLUSTER secondo l'invenzione per accelerare $^{12}\text{C}^{6+}$ ($Q=6$, $A=12$).

ESEMPI DI POSSIBILI MODULI DEL CLUSTER	1	2	3
Frequenza [MHz]	1500	3000	6000
Q (carica dello ione)	6	6	6
A (massa dello ione)	12	12	12
Energia di ingresso [MeV] ($\beta_{\text{ingresso}} = v/c \sim 0.25$)	360	360	360
Energia di uscita [MeV] ($0.27 \leq \beta_{\text{uscita}} = v/c \leq 0.28$)	472	442	418
Numero N di strutture acceleranti per modulo	4	4	4
Lunghezza (media) della struttura accelerante [mm]	370	180	90
Diametro della struttura accelerante [mm]	90	42	21
Lunghezza della struttura di accoppiamento [mm]*)	~35	~35	~35
Diametro della struttura di accoppiamento [mm]	180	80	50
Diametro dell'apertura per il passaggio del fascio [mm]	10.0	5.0	2.5
Lunghezza globale (modulo di 4 strutture acceleranti) [mm]	1585	825	465
Shunt impedance Z [$\text{M}\Omega/\text{m}$]	~100	~140	~200
Campo elettrico medio sull'asse E0 [MV/m]	16.1	23.9	34.5
Campo elettrico superficiale massimo Emax [MV/m] (~2.5 Ekilpatrick)	87.5	117.5	162.5

Potenza di picco (per modulo di 4 strutture acceleranti) [MW]	5.5	3.43	2.5
Lunghezza del quadrupolo magnetico [mm]	30	30	30
Gradiente magnetico del quadrupolo B' [T/m] (nella configurazione FODO)	210	355	475
Avanzamento di fase per periodo σ [gradi]	80	74	50
Minimo inviluppo del fascio β_{min} [mm]	0.3	0.2	0.2
Massimo inviluppo del fascio β_{max} [mm]	1.6	0.9	0.6

*) Adattata alla lunghezza del quadrupolo utilizzato.

Dalla descrizione strutturale e funzionale soprastante è rilevabile che con i linac secondo l'invenzione si ottengono in modo efficace gli scopi e vantaggi indicati e che i linac proposti sono impiegabili vantaggiosamente nei campi più diversi, da quello medicale sul quale ci si è soffermati in particolare nell'esempio illustrato, ai campi di ricerca ed applicativi più disparati, come ad esempio nella produzione di alte correnti, applicazioni alla fissione o fusione, nella realizzazione di acceleratori superconduttori, e così via.

Un aspetto importante della presente invenzione consiste nel fatto che si è rilevato che un linac o CLUSTER secondo l'invenzione può funzionare in modo ottimale anche con frequenze inferiori alle alte frequenze indicate. Infatti, riducendo in modo mirato la frequenza, ad esempio lavorando con frequenze dell'ordine di 100MHz - 0.5 GHz, è possibile fornire correnti più alte, come richiesto in diversi campi di ricerca. L'ambito di protezione della presenta invenzione include pertanto le varie strutture di CLUSTER secondo l'invenzione con un numero a piacere di moduli base e/o di



moduli ampliati di composizione a piacere, i quali CLUSTER possono funzionare sia ad alte frequenze sia a frequenze inferiori o basse frequenze, come precisato più sopra.

Nella progettazione dei linac e CLUSTER secondo l'invenzione per i diversi impieghi gli esperti del ramo potranno senz'altro introdurre modifiche e varianti tecnicamente e/o funzionalmente equivalenti, senza per questo fuoriuscire dall'ambito di protezione della presente invenzione come descritta, illustrata e rivendicata.

Bibliografia

P.M. Lapostolle, "Introduction à la Théorie des Accélérateurs Linéaires", CERN 87-09 Division du Synchrotron à Protons, Juillet 1987.

T. P. Wangler, "Introduction to Linear Accelerators", Los Alamos National Laboratories Report LA-UR-93-805, April 1993.

U. Ratzinger, "Effiziente Hochfrequenz-Linearbeschleuniger für leichte und schwere Ionen", Habilitationsschrift, Fachbereich Physik der Johann Wolfgang Goethe Universität, Frankfurt am Main, Juli 1998.

I precedenti contributi degli autori in questo campo sono descritti nei seguenti articoli, in ordine cronologico di pubblicazione:

U. Amaldi, "A Possible Scheme to Obtain e-e- and e+e- Collisions at Energies of Hundreds of GeV", Phys. Lett. Vol. 61B, Nr.3, pp.313-5, March 1976.

U. Amaldi, M. Grandolfo, and L. Picardi editors, "The RITA Network and the Design of Compact Proton Accelerators", INFN-LNF Frascati, Italy, August 1996 (ISBN 88-86409-08-7).

M. Crescenti and 2 co-authors, "Commissioning and Experience in Stripping, Filtering and Measuring the 4.2 MeV/u Lead Ion Beam at CERN Linac3", Linac96, Geneva, Switzerland, August 1996.

R. Zennaro and 2 co-authors, "Equivalent Lumped Circuit Study for the Field Stabilization of a Long 4-Vane RFQ", Linac98, Chicago August 1998.

M. Crescenti and 8 co-authors, "Proton-Ion Medical Machine Study (PIMMS) PART I", CERN/PS 99-010 (DI), Geneva, Switzerland, March 1999.

U. Amaldi, R. Zennaro and 14 co-authors, "Study, Construction and Test of a 3 GHz Proton Linac-Booster (LIBO) for Cancer Therapy", EPAC2000, Vienna, Austria, June 2000.

U. Amaldi, R. Zennaro and 13 co-authors, "Successful High Power Test of a Proton Linac Booster (LIBO) Prototype for Hadrontherapy", PAC2000, Chicago, August 2000.

M. Crescenti and 13 co-authors, "Proton-Ion Medical Machine Study (PIMMS) PART II", CERN/PS 2000-007 (DR), Geneva, Switzerland, July 2000. In particular: Chapter II-7 Injection.

Rivendicazioni

1. Linac per l'accelerazione di un fascio di ioni, **caratterizzato** dal fatto di comprendere:

i) almeno una coppia di una prima e di una seconda cavità accelerante (8) risonanti in un modo elettromagnetico stazionario di tipo H, coassiali, alloggianti ciascuna una pluralità di tubi di deriva (15) coassiali, supportati e distanziati reciprocamente per formare un rispettivo intervallo (20)

accelerante il fascio di ioni, in cui l'estremità esterna (8A) di detta prima cavità accelerante (8) costituisce l'ingresso del fascio di ioni, collimato, preaccelerato e focalizzato, mentre l'estremità esterna (8B) di detta seconda cavità accelerante (8) costituisce l'uscita del fascio di ioni ad un livello di energia superiore,

ii) una struttura di accoppiamento (9) interposta, fungente da ponte per il passaggio della potenza RF tra cavità acceleranti adiacenti, coassiale, risonante in un modo stazionario di tipo TEM, formata da due cilindri coassiali, associata ad un generatore (11) di potenza RF, nonché eventualmente in comunicazione con un sistema da vuoto (13) ed includente eventualmente uno o più quadrupoli (18), e di lunghezza atta a mantenere il sincronismo dell'accelerazione, alla quale struttura di accoppiamento (9) sono collegate dette prima e seconda cavità acceleranti (8) con la loro rispettiva estremità interna (8C) mediante terminazioni anulari (10), presenti ad entrambe le estremità di dette cavità acceleranti (8) e consententi una regolazione del campo elettromagnetico sull'asse di ciascun intervallo accelerante (20),

iii) in cui la frequenza di funzionamento è superiore a 100 MHz.

2. Linac secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato** dal fatto che nelle cavità acceleranti (8) detti tubi di deriva (15) sono supportati da $m \geq 1$ sottili supporti radiali reciprocamente sfalsati circonferenzialmente, in quanto ruotati reciprocamente di π/m .

3. Linac secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato** dal fatto che dette terminazioni anulari (10) sono realizzate in forma di camere anulari aventi un diametro interno corrispondente sostanzialmente al diametro esterno delle dette cavità acceleranti (8) ed un diametro esterno circa doppio, laddove dette terminazioni a camere anulari (10) sono previste circonferenzialmente aperte in corrispondenza del loro diametro interno mentre in corrispondenza del loro diametro esterno sono previste aperte solo zonalmente in aperture di accoppiamento (14).
4. Linac secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato** dal fatto che il complesso o modulo base (7) formato da dette prima e seconda cavità acceleranti (8) e da detta struttura di accoppiamento (9) interposta con eventuali quadrupoli incorporati ed associato generatore di potenza RF (11), è previsto ampliabile modularmente a formare moduli ampliati (7A) comprendenti un numero n sempre dispari di strutture di accoppiamento (9), provviste eventualmente di uno o più quadrupolo/i (18), ed un numero $N = n + 1$ di cavità acceleranti (8).
5. Linac secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato** dal fatto che le lunghezze dei detti tubi di deriva (15) e dei detti intervalli di accelerazione (20) aumentano in modo tale che la distanza tra il centro di intervalli di accelerazione (20) contigui sia all'incirca multiplo intero della mezza lunghezza d'onda della particella ($\beta\lambda/2$).



6. Linac secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato** dal fatto che la detta pluralità di tubi di deriva (15) all'interno di dette cavità acceleranti (8) è disposta in modo da consentire l'eccitazione del modo risonante di tipo π .

7. Linac secondo le rivendicazioni 1 e 4, **caratterizzato** dal fatto che un modulo base (7) composto dalla detta prima cavità accelerante (8), dalla detta struttura di accoppiamento (9) e dalla detta seconda struttura accelerante (8), oppure una pluralità di detti moduli di base (7), oppure uno o una pluralità di detti moduli ampliati (7A), formano una serie di risonatori accoppiati risonanti ciascuno nel modo $\pi/2$.

8. Sistema di accelerazione di un fascio di ioni, **caratterizzato** dal fatto di comprendere, in sequenza, una sorgente (1) di ioni, eventualmente un iniettore (2) di preaccelerazione, eventualmente una linea (3) di trasporto del fascio di ioni a bassa energia, un linac (4) di accelerazione del fascio di ioni fino all'energia di utilizzo di volta in volta prevista, secondo una o più delle rivendicazioni da 1 a 7, nonché una linea (5) di trasporto del fascio di ioni ad alta energia, ed un'area o apparecchiatura (6) di utilizzo del fascio di ioni così accelerato.

9. Linac secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato** dal fatto che la frequenza di funzionamento è compresa nell'intervallo da 100MHz a 0.8 GHz.

10. Linac secondo la rivendicazione 1, **caratterizzato** dal fatto che la frequenza di funzionamento è una frequenza superiore a 0.8 GHz.

11. Procedimento di accelerazione di un fascio di ioni in un linac, in cui il fascio di ioni, preliminarmente collimato, preaccelerato, focalizzato e eventualmente guidato in una linea (3) di trasporto di fascio a bassa energia, viene condotto attraverso un linac secondo una o più delle rivendicazioni da 1 a 10, nel quale

- l'accelerazione del fascio è ottenuta con campi elettrici a radiofrequenza il cui livello è sostanzialmente costante nei vari intervalli acceleranti di uno stesso modulo (7, 7A) previsti nel linac (4) nel quale o nei quali moduli (7, 7A) è prevista un'unica entrata per la potenza RF (11A) per ciascun modulo (7, 7A) previsto, laddove la suddetta entrata per la potenza RF (11A) è associata ad una sola struttura di accoppiamento (9),

- la focalizzazione trasversale è ottenuta con campi magnetici prodotti da quadrupoli (18) previsti preferibilmente tra due o più strutture acceleranti (8),

successivamente il fascio di ioni accelerato uscente dal linac (4) viene poi convogliato in una linea (5) di trasporto del fascio a più alta energia ed addotto all'area o apparecchiatura (6) di utilizzo del fascio.

12. Procedimento secondo la rivendicazione 11, **caratterizzato** dal fatto che l'energia del fascio di uscita dal linac viene modulata variando la potenza RF di entrata, e l'intensità del fascio di uscita dal linac viene

modulata variando i parametri e la dinamica del fascio di ioni in entrata nel linac.

13. Impiego di un linac o di un sistema comprendente un linac secondo una o più delle rivendicazioni da 1 a 10, per applicazioni mediche.

14. Impiego di un linac o di un sistema comprendente un linac secondo una o più delle rivendicazioni da 1 a 10, per applicazioni in campi di ricerca ed applicativi.

15. Impiego di un linac o di un sistema comprendente un linac secondo una o più delle rivendicazioni da 1 a 10, per la produzione di correnti medie e superiori a 10 μ A e per applicazioni in campi di ricerca ed applicativi.

Per la Fondazione per Adroterapia Oncologica - TERA

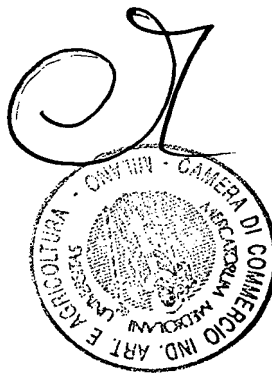
Zanella & Associati S.r.l.

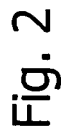
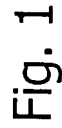
Un mandatario



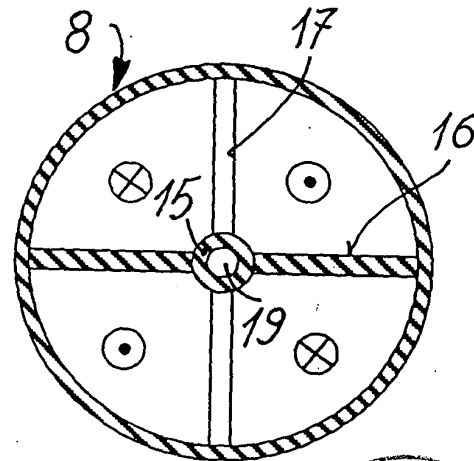
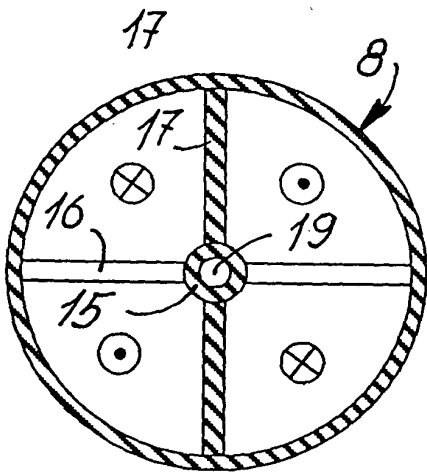
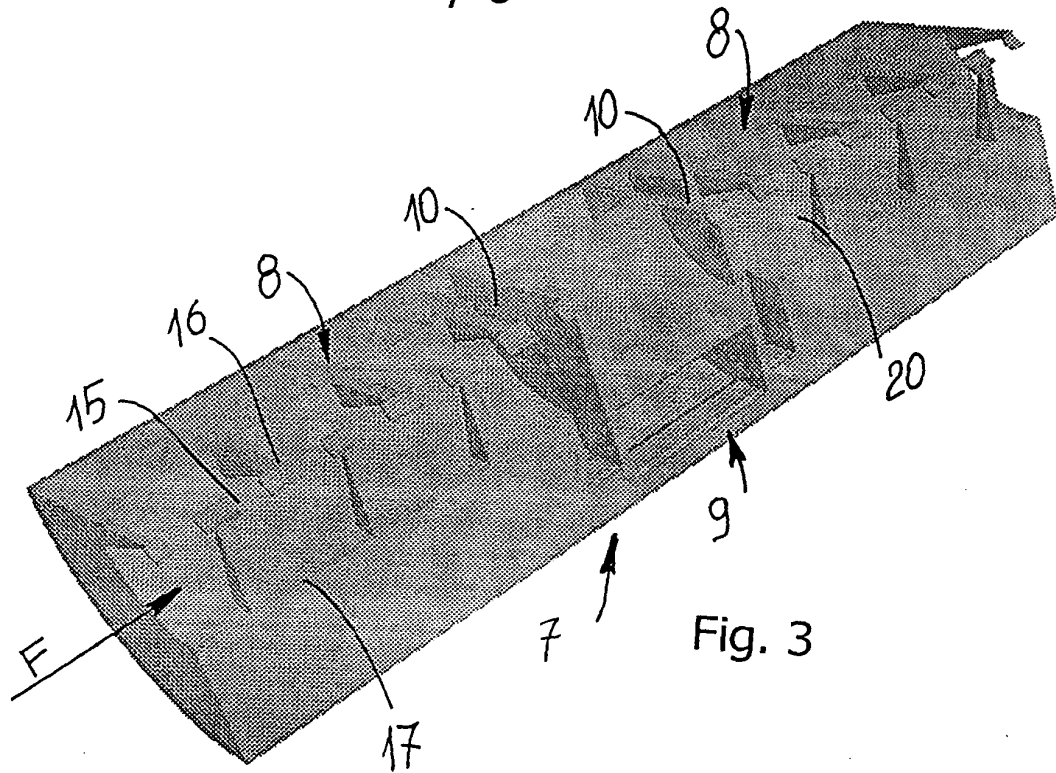
Ireneo Zanella

(iscrizione 353)

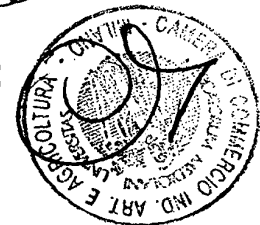




MI 2002A 0 02 6 08



MI 2002A 0 026 08



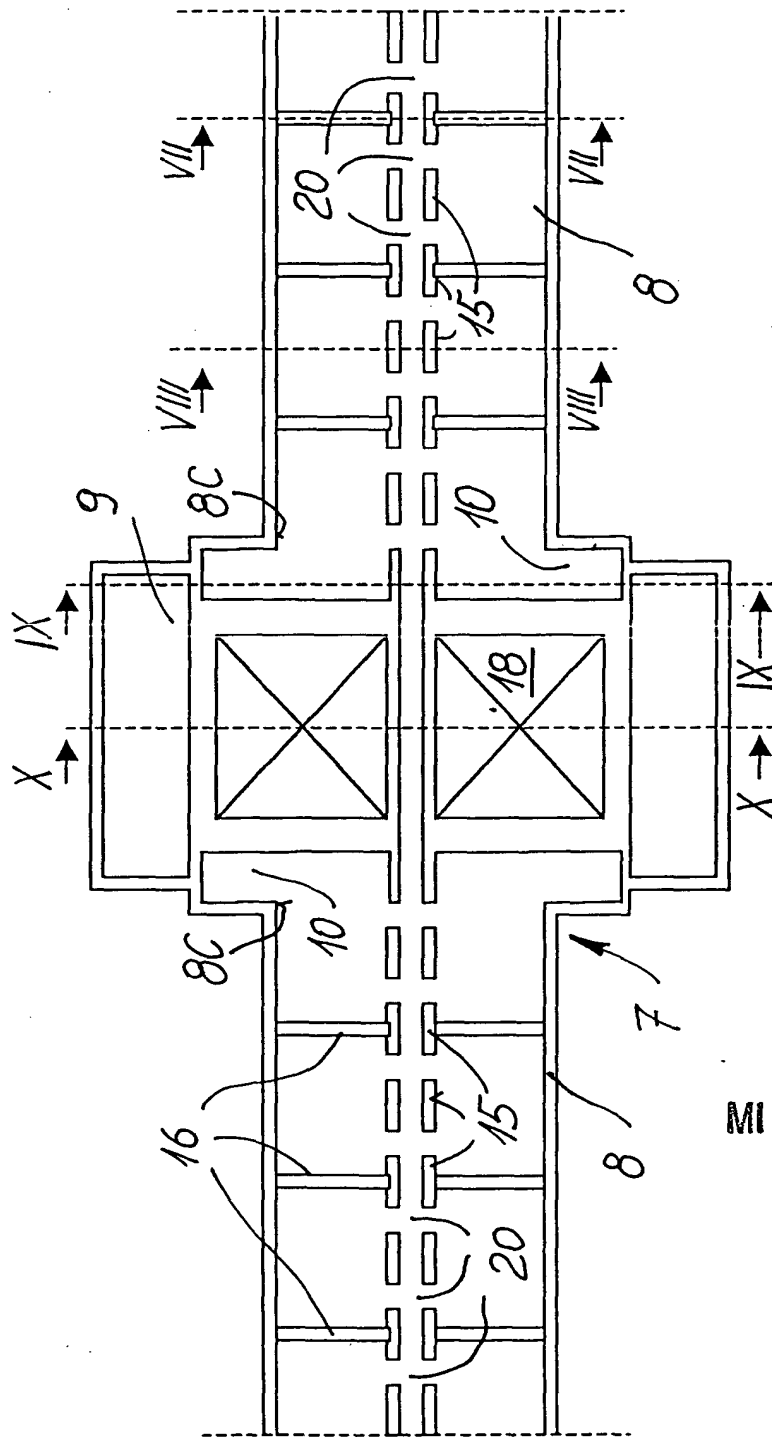
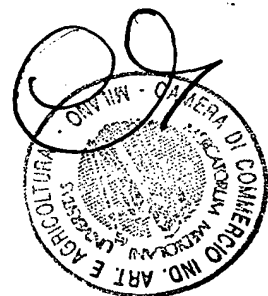


Fig. 4

MI 2002A 0 02608



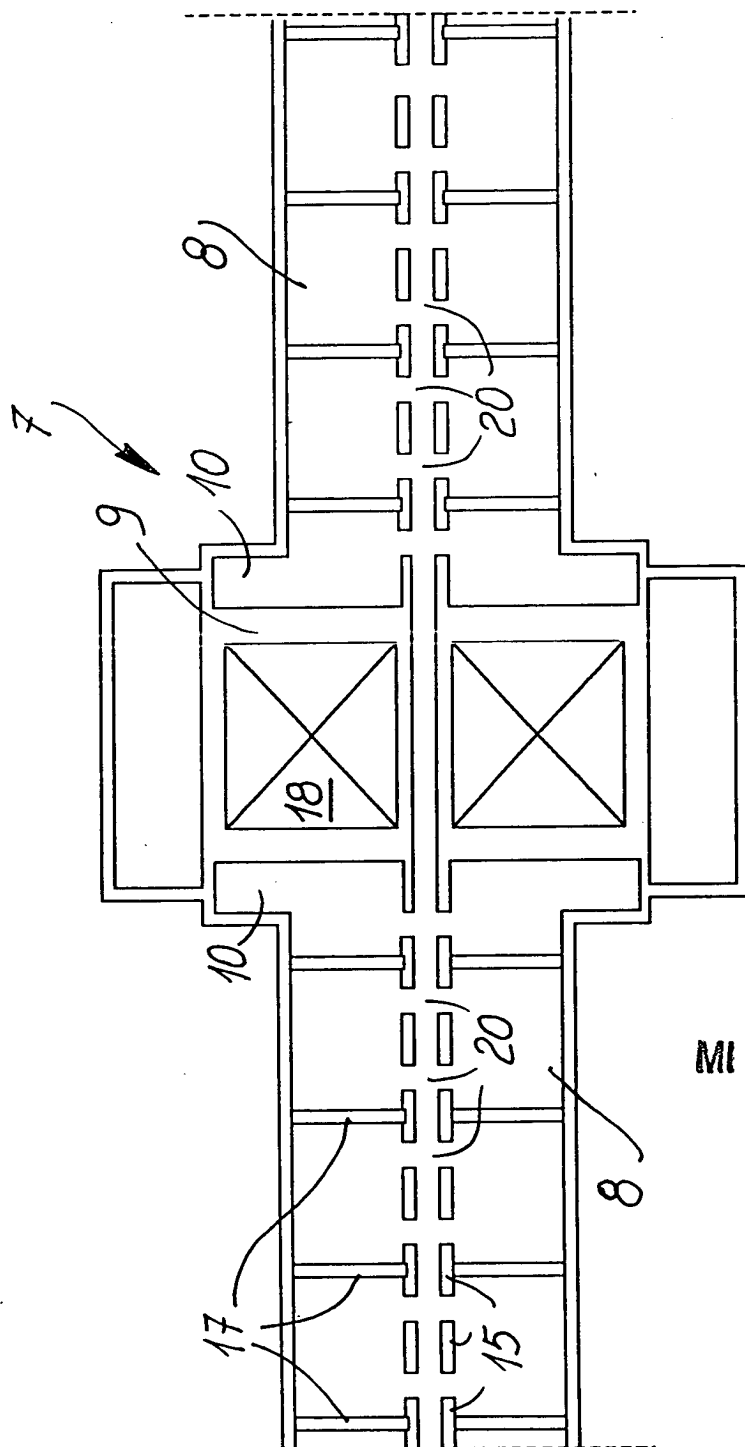
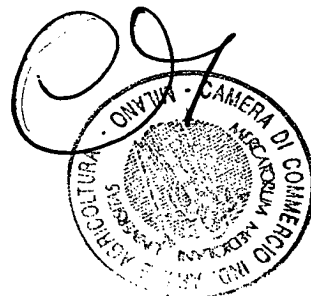


Fig. 5

MI 2002A 0 026 08



ZANELLA & ASSOCIATI s.r.l.
Luigi Zanello

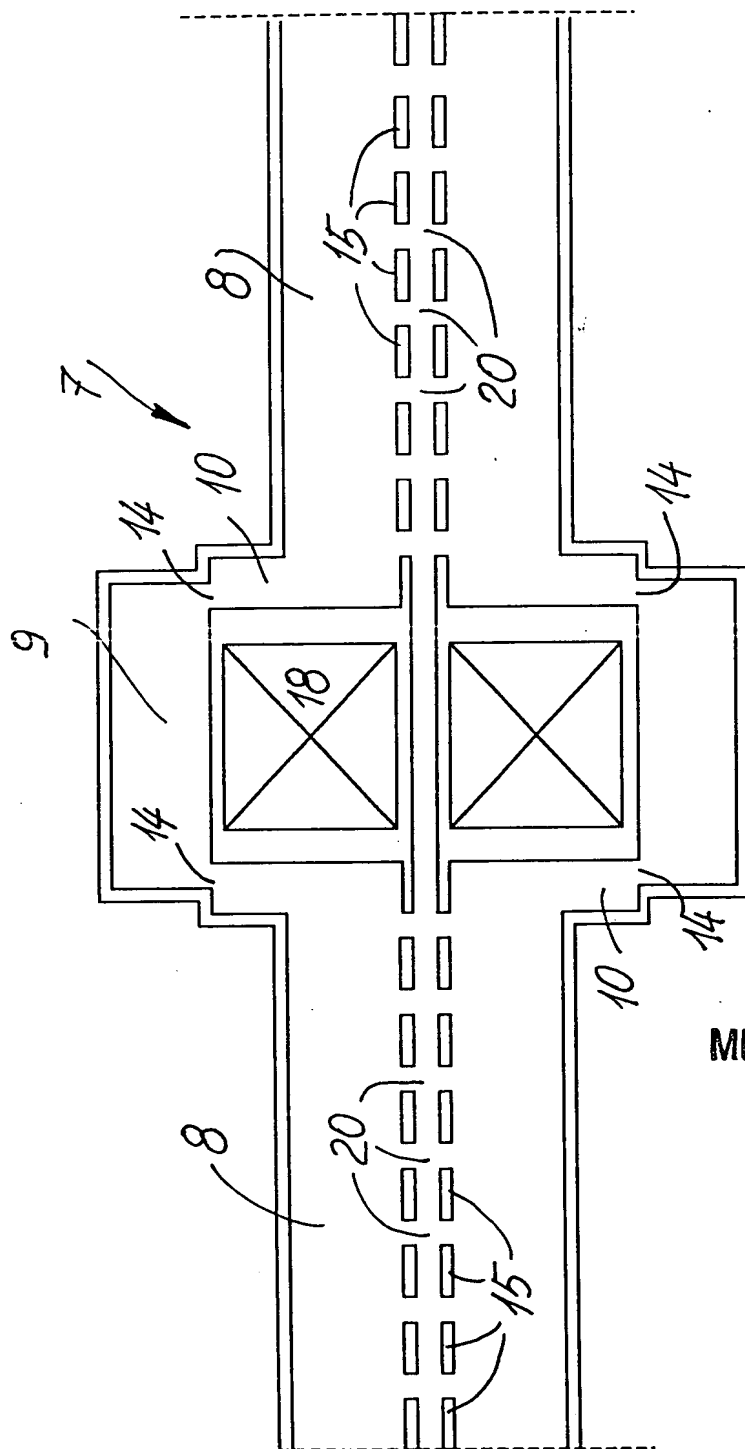
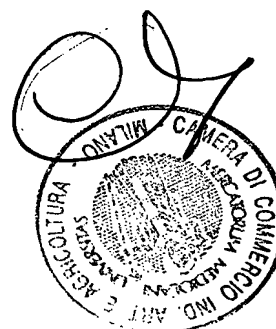


Fig. 6



MI 2002A 0 02608



ZANELLA & ASSOCIATI s.r.l.

Luigi Zanello

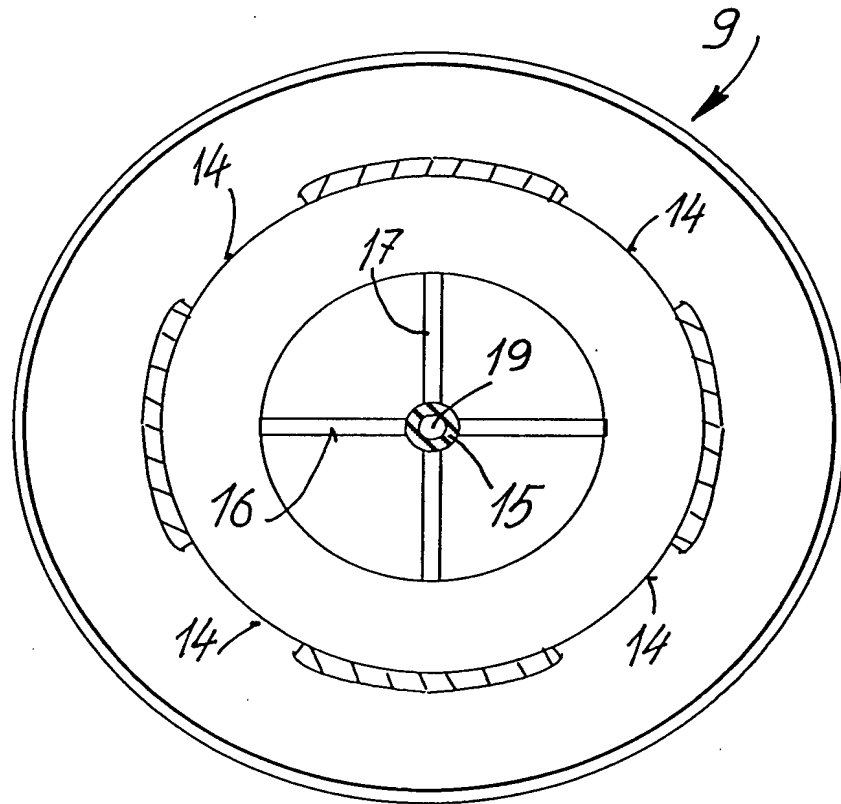


Fig. 9

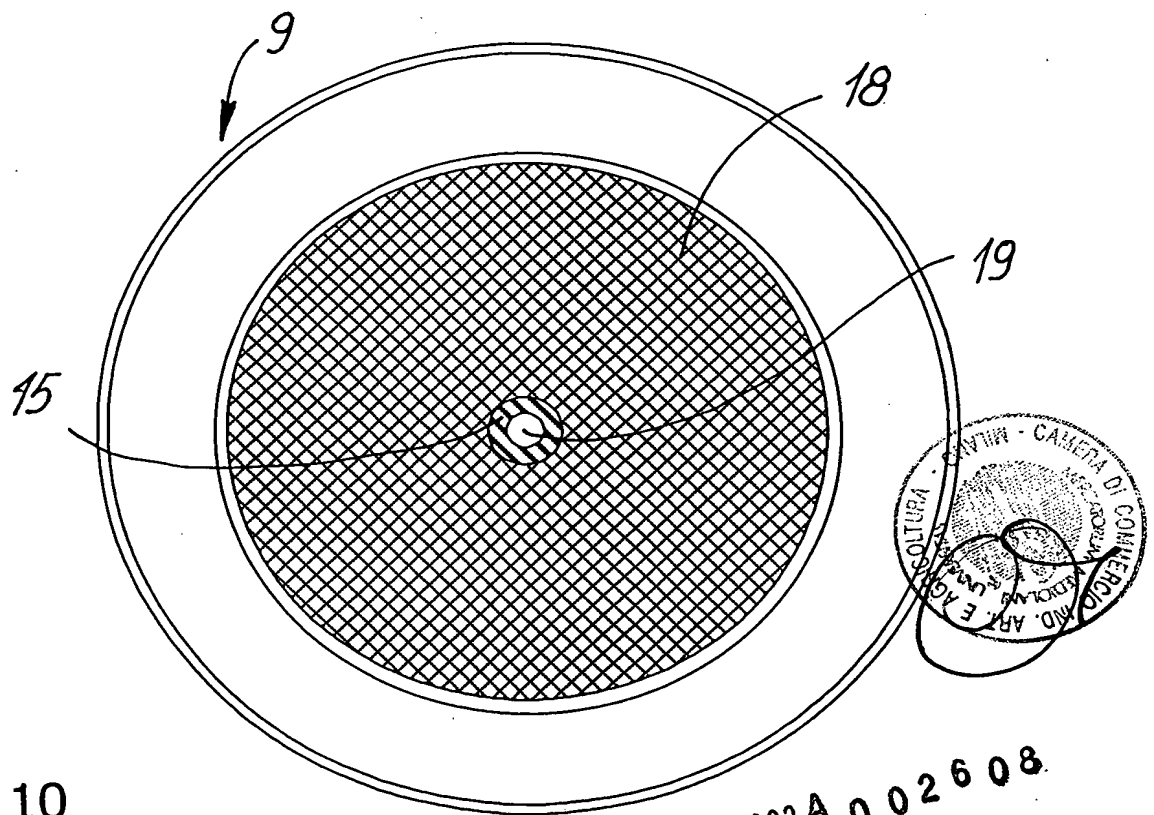


Fig. 10

MI 2002A 002608